

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-224684
(P2001-224684A)

(43) 公開日 平成13年8月21日 (2001.8.21)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	特マコード ⁸ (参考)
A 6 1 M	5/30	A 6 1 M	5/30
	5/31		5/31
	5/315		5/315

審査請求 有 請求項の数 1 OL (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2001-38226(P2001-38226)	(71) 出願人	591003589 ロッシュ ディアグノスティクス ゲゼル シャフト ミット ベシュレンクテル ハ フツング BOEHRINGER MANNHEIM GESELLSCHAFT MIT B ESCHRANKTER HAFTUNG ドイツ連邦共和国、68305 マンハイム、 ザントホーファー シュトラッセ 116
(22) 出願日	平成13年2月15日 (2001.2.15)	(74) 代理人	10007/517 弁理士 石田 敬 (外3名)
(31) 優先権主張番号	60/182954		
(32) 優先日	平成12年2月16日 (2000.2.16)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

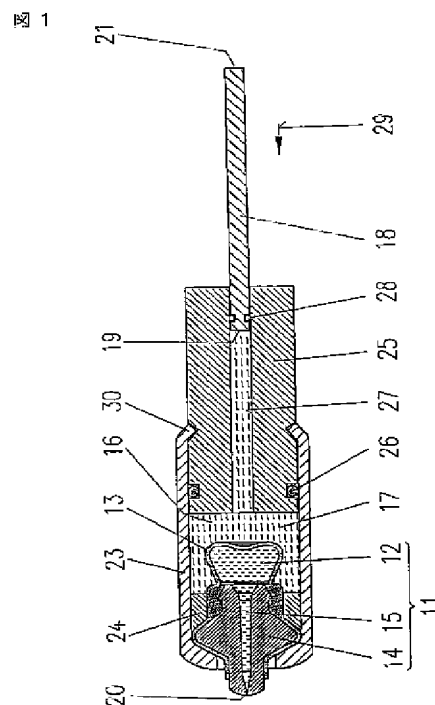
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 皮下注射の針なし注射装置

(57) 【要約】

【課題】 低コストのエネルギー源を使用可能で製造コストを減少可能にする液体薬物の注入のための皮下注射の針なし注射装置の提供。

【解決手段】 注入される液体の体積を貯蔵するような形で寸法であってお互いに液体連絡状態にある変形可能な第1の領域と第2の領域を有して第2の領域が少なくとも一つのオリフィスを有する該薬物処理ユニットと、静圧伝達媒体を具備して該伝達媒体に作用する圧力が該薬物処理ユニットの該第1の領域を変形させて該薬物処理ユニット内の該液体薬物のために適用可能な体積を減少する静圧チャンバーと、第1のピストンの第1の端部が、該静圧チャンバーに含まれる該伝達媒体に圧力を作用するために適応される面を有する第1のピストンと、を具備する皮下注射の針なし注射装置。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 注入する液体薬物のための皮下注射の針なし注入装置において、この装置が、注入される液体の体積を収容するように形作られ寸法決めされた薬物処理ユニットであって、該薬物処理ユニットがお互いに液体連絡状態にある第1の領域と第2の領域を有しており、該第1の領域が変形可能であり、該第2の領域が少なくとも一つのオリフィスを有する該薬物処理ユニットと、静圧伝達媒体を具備して、薬物処理ユニットが静圧(hydrostatic)チャンバー内で少なくとも部分的に設置されるように形作られ寸法決めされているので、該伝達媒体に作用する圧力が該薬物処理ユニットの該第1の領域を変形させて、該薬物処理ユニット内の該液体薬物のために適用可能な体積を減少する、静圧チャンバーと、第1の端部及び該第1の端部に対向する第2の端部有する第1のピストンであって、該第1の端部が、該静圧チャンバーに含まれる該伝達媒体に圧力を適用するために適応される面を有する第1のピストンと、を具備する皮下注射の針なし注射装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、液体薬物を注入するための皮下注射の針なし注入装置に関する。

【0002】

【従来の技術】国際特許出願第WO-A-98/31409号は、使い捨ての薬物カートリッジ及び再使用可能な適用装置を具備する液体薬物を注入するための皮下注射の針なし注入装置について開示する。再使用可能な適用装置は、カートリッジ及び電気点火及び安全インターロックを具備する別の必要なサブシステムを含み且つ支持するロッキング圧力チャンバーを具備する。使い捨てのカートリッジは、注入を実施するための薬物容器に作用する200から300barの圧力を発生する小型の花火のようなガス発生器及び事前充填された殺菌された一回使用量の薬物容器を含む。一回使用量の薬物容器は、薄壁の柔軟なプラスチック製薬物容器及びジェットノズルを有する第2の領域により限定される第1の領域を有する。ガス発生器により生成されるガス圧力は、その圧力下で折りたたまれる(collapse)薄壁の容器に作用しており、このことはジェットノズルを介して液体を噴出させる。

【0003】WO-A-98/31409号により開示される既知の装置(システム)において、薬物チャンバーの薄い壁は、液体薬物及び高圧ガス間のバリア(障壁)を形成する。後者の薄い壁は、ほとんど静圧の下にあり、弱い(modest)引っ張り及び剪断応力だけを支える。しかし、薬物チャンバーの薄い柔軟な壁の一点の欠陥の事故による液体薬物とのガス接触の可能性を

減少するために、例えばゴムの壁等の、薬物チャンバーの薄い壁を遮断する第2の壁を使用することが推奨できる。

【0004】WO-A-98/31409号により開示される既知の装置の構造の欠点は、それが、薬物容器の変形可能な壁に必要な圧力を生成するために、例えば医学的装置又は低圧のガス源等の、低価格のエネルギー源が使用可能ではないことである。

【0005】この欠点は従って、修正された構造が低コストのエネルギー源の使用を可能にし、それによりシステム全体の製作コストを減少可能にするために、注入装置(システム)の構造の修正をどうするかという問題を生じる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は従って、低コストのエネルギー源を使用させるように適用されていて、それにより注入システムの製造コストを減少可能にする液体薬物の注入のための皮下注射の針なし注入装置を提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明に従いこの目的は皮下注射の針なし注射装置により達成されており、この装置は、注入される液体の体積を貯蔵するように形作られ寸法決めされた薬物処理ユニットであって、該薬物処理ユニットがお互いに液体連絡状態にある第1の領域と第2の領域を有しており、該第1の領域が変形可能であり、該第2の領域が少なくとも一つのオリフィスを有する該薬物処理ユニットと、静圧伝達媒体を具備して、薬物処理ユニットが静圧チャンバー内で少なくとも部分的に設置されるように形作られ寸法決めされているので、該伝達媒体に作用する圧力が該薬物処理ユニットの該第1の領域を変形させて、該薬物処理ユニット内の該液体薬物のために適用可能な体積を減少する、該静圧チャンバーと、第1の端部及び該第1の端部に対向する第2の端部有する第1のピストンであって、該第1の端部が、該静圧チャンバーに含まれる該伝達媒体に圧力を作用するために適応される面を有する第1のピストンと、を具備する。

【0008】本発明による皮下注射の針なし注入装置の好適な実施の形態が、力を発生可能な作動可能な力発生機であって、ピストンの該第1の端部の該面により該伝達媒体に対応する圧力を作用させるために、該力を該第1のピストンの該第2の端部に作用可能な作動可能な力発生機と、更に該力発生機を作動するための作動手段と、を更に具備する。

【0009】本発明による注入装置(システム)の主要な利点は、それが上記の目的を達成可能にすることである。その様な装置の好適な実施の形態のこれとは別の利点は、殺菌が確保されたパッケージの状態で、使用者が常に使用可能な使い捨ての注入装置(システム)として

全体として製作に適することである。本発明に関して、常に使用可能 (ready for use) とは、薬物の前もって決められた量で且つ使用前に使用者が実行すべき任意の組み立て手順を必要としないで、事前充填されていることを意味する。以下、本発明はその好適な実施の形態に従い説明される。これらの実施の形態は、本発明の理解を補助するために記載されるが、限定として解釈されるべきではない。

【0010】

【発明の実施の形態】・本発明による針のない注入装置の基本的な構造

図1から認識できるように、本発明による皮下注射の針なし注入装置は、詳しくは次の構成要素、即ち薬物処理ユニット11と、静圧チャンバー16と、ピストン18とを具備する。図1には示されていないが、同様にそこに図示される装置の部分が、作用可能な力発生機及び力発生機を作動するための作動手段である。

【0011】薬物処理ユニット11は、注入される液体12の体積を収容するように形作られ寸法決めされる。薬物処理ユニット11は、薄く柔軟な壁13を有する薬物容器を具備する第1の領域及びジェットノズル15を有する挿入部14を具備する第2の領域を有する。このノズル15は、薬物処理ユニット11の第1の領域の薬物容器と液体連絡する。壁13は変形可能で且つ折りたたみ可能 (collapsible) である。ジェットノズル15は、注入される液体12が通り噴出する出口20を有する。薬物処理ユニット11は、例えば、鋭敏なたんぱく質 (protein) 薬品を含む薬物を貯蔵するために適切なポリエチレン (polyethylene) 及びポリプロピレン (polypropylene) 等の、適当な構造材料から製作される。

【0012】静圧チャンバー16は、静圧伝達媒体17を含んでおり、薬物処理ユニット11が静圧チャンバー16内に少なくとも部分的に設置され且つ伝達媒体17に作用する圧力が薬物処理ユニット11の第1の領域の壁13を変形するように形作られ寸法決めされるので、第1の領域内の該液体薬物12のために適用可能な体積が減少する。好適な実施の形態において第1の領域の壁13は、伝達媒体17によりそこに作用する圧力の下で、折りたたまれ、液体薬物12の全量がジェットノズル15を通り放出される。

【0013】一般的には静圧の伝達媒体17は、生体適合性のある (bio-compatible) 材料であり、約200から300 barの圧力下において容易に流動し、実質的に非圧縮性である。伝達媒体17は、ピストン圧力を静圧状態において単一使用量の薬物容器に伝達しており、薬物及び別の構造材料に対して不活性であり、注入装置の貯蔵寿命に渡って漏洩又は蒸発しないと予期される。

【0014】伝達媒体17は、例えばエラストマ (重合

体の) シリコンゲル等の、ゲル (膠化体) であることが好ましい。ゲルは非常に生体適合性のある材料であるので、例えば長期間の (long-term) 人間移植組織 (implants) 等に使用される。ゲル17の粒子が液体薬物に接触し、それにより患者の体内に侵入するという可能性の低い事件においても、有害でないことが期待される。伝達媒体17はまた、例えば柔らかいゴム又は殺菌された生理食塩溶液であり得る。

【0015】ピストン18は第1の端部19及び第1の端部19に対向する第2の端部21を有する。第1の端部19は、静圧チャンバー16の閉鎖を形成する面を有しており、静圧チャンバー16に収納されるゲル17に圧力を作用するために適応される。

【0016】図1の注入装置はまた、隔壁25により一方の端部を気密に閉じられる金属製のハウジング23を具備する。隔壁25はクリンプ (crimp) 30又は別の同様な堅固な固定手段によりハウジング23の内部圧力に抗してこの位置に保持される。隔壁はゲル17で部分的に充填された孔27を有する。ピストン18の部分は、孔27に挿入される。適当なピストンシール要素28は、ピストン18により孔27の滑動シールを確保する。薬物容器11は、図1により示される様にハウジング23内に収納され配置されるので、それはハウジング23のもう一方の端部を閉じる。ゲル17は、隔壁25の内側端部及び薬物容器11間に伸張する静圧チャンバー16を充填する。隔壁シール26は、静圧チャンバー16の一方の端部の気密な閉鎖を確保する。ゴムの要素24はハウジング23内のその位置に薬物容器11を保持し、静圧室16の対向する端部の気密な閉鎖を維持する。

【0017】図1の矢印29により示されるような力が、ピストン18の一方の端部に作用した時に、対応する圧力が静圧チャンバー16のゲル17上のピストン18の対向する端部の面19により作用し、ゲル17は順番にその圧力を静圧的に薬物容器の第1の領域の変形可能な壁13に作用し、この圧力はノズル15を介して後者の容器に収納される液体を放出させる。面19の寸法は、ピストン18に作用する与えられた力により発生する圧力を決定し、孔27のピストン18の変位は、排出した液体体積、即ち注入される液体体積を決定する。従って特に、これらのパラメータ (面19の寸法、ピストン18のストローク) の適当な選定により、必要な注入性能が達成可能である。

【0018】下記により記述するように、特定の実施の形態の例において、本発明による針なし注入装置の好適な実施の形態は、図1で示されていない以下の手段を具備する。

・力を発生可能であって、ピストン18の第1の端部19の面によりゲル17上に対応する圧力を作用させるために、ピストン18の第2の端部21にその力を適用

可能である、作動可能な力発生機。

・ 力発生機を作動するための作動手段。図1に示される構造を有する装置（システム）は、例えば0.2ミリメートル（mm）の直径を有するジェットノズル15を有する。もしゲル17を介して薬物容器の柔軟な部分に作用する圧力が、例えば300barである場合には、前記の注入装置は、ミリセカンド（ミリ秒）当たり7マイクロリット（ μ l）の極大（ピーク）の流量で注入可能である。

【0019】本発明による注入装置の詳細な設計は、以下の実験的な事実により導かれる。

【0020】・ ジェットノズル15のオリフィス20の直径は、注入される液体の貫通深さに影響する。与えられた圧力において、より大きなオリフィス直径は、より深い貫通を生じる。皮下注射ジェットオリフィス直径は一般的に、0.10から0.25ミリメートルまでの直径の範囲にある。以下の例においてジェットノズル15のオリフィス20の直径は、0.2ミリメートルである。

【0021】変形可能な薬物容器に作用する圧力が時間と共に増加する速度は、適正な注入性能を達成するためにクリティカル（臨界的）である。ピーク注入圧力までの急速な初期の上昇は、所定の貫通深さを達成するために必要である。初期貫通後に、減少された圧力が、柔らかい皮下組織に貫通が行き過ぎないで、薬物を吐出すために必要である。ミリセカンド以下であって、その後200barの保持圧力で継続される約300barまでの初期の圧力上昇時間は、ジェットノズル15の0.2ミリメートル直径のオリフィスを介して200マイクロリットーの皮下注射が一般的にできる。

【0022】一般的には、上記の作動可能な力発生機は、その様な機械的な動力によりピストン18に力を作用するように適応されるように形作られ寸法決めされるので、伝達媒体17に作用する対応する圧力は、約2ミリセカンド（ミリ秒）以下（と同じか又はより短い）の時間間隔内でピーク値まで上昇し、その時間間隔の後該ピーク値より低い値に降下する。

【0023】圧縮されたばね又は圧縮ガス等の異なる貯蔵エネルギー源は、力発生機として使用可能である。特別に貯蔵エネルギーの次の源のいずれか1つが、例えば200ワット（watts）を越えるピーク値を有する50マイクロセカンド（ μ sec）のパワーパルス等を提供するために、本発明の範囲において使用可能である。

【0024】・ 花火のような（pyrotechnic）エネルギー源は、小さな空間において短い高いパワーパルスを発するため理想的であり、それらは、異径ピストンによる圧力の増幅を必要としないで、直接的に注入圧力を提供する利点を有する。

【0025】・ CO₂等の液体ガスは安全で効率的なエネルギー源である。CO₂の周囲温度蒸気圧は60bar以下であるので、適切な注射を実施するために必要な

200から300barの圧力に達するために、異なる面積のピストンによりこの圧力を増幅する事が必要である。基本的に、例えば、重炭酸塩（acid-bicarbonate）、低圧力貯蔵の窒素、燃料-空気燃焼又は低圧火花等の、加圧されたガス又は蒸気の任意の低圧力源が利用されても良い。

【0026】・ 300+barで加圧されたガスは、適切な貯蔵容器及び放出装置が適用可能であるという前提で、必要な圧力レベルを直接的に形成する有効なエネルギー源である。

【0027】・ ゴム又はプラスチックばね、特別には特定のゴム又はプラスチックばねは、鋼のばねに比べて単位質量当たり大容量のエネルギーを蓄える。それらの特性の長期間の安定性及び経時的な低荷重損失が確保される前提で、その様なゴム又はプラスチックばねのコスト及び性能は魅力的である。工場で伸張されるか（cocked）又は使用者が伸張するかのいずれかのゴム又はプラスチックばねが使用可能である。

【0028】・ 金属ばね、特別には特定の鋼製ばねは、単位質量当たり大容量のエネルギーを蓄える。工場で伸張されるか又は使用者が伸張するかのいずれかの金属ばねが使用可能である。

【0029】・ 水等の液体の分解（dissociation）により得られる電気化学的なガス発生が、加圧ガスを生成するために使用されても良い。その様なプロセスの利点は、注入を実施するために必要な圧力を形成するために、ある期間にわたる低パワーのバッテリー入力により、素早く放出されるように適応された圧力を発生可能であることである。

【0030】・ 例えばニッケル-カドミウムバッテリー等により駆動される、例えば、DCモータ等の電気機械的なエネルギー源が、ジェット注入に必要な機械的なパワーパルスを発するため使用されても良い。

【0031】本発明による注入装置（システム）のための適切なエネルギー源の選択は特定の用途に依存する。ばね又は液体ガスエネルギー源が、一回使用の使い捨ての注入装置に好適であって良い一方で、電気機械的な動力源は、寸法が問題ではない臨床用（clinical）設置において、適切で且つ非常に経済的である場合がある。

【0032】一般的には本発明の注入装置は、パッケージ化されても良く、使用者の要求又は必要によって、意図される用途に依存して動力源なし、あるいは有りのいずれかで使用者に供給されても良い。

【0033】図1により示される実施の形態は、動力源のない注入装置である。その様な装置は、例えば手動のばね装置又は自動のガスや電氣的に駆動される装置であり得る、別個の動力モジュールを有する用途が意図されている。

【0034】動力源を具備する本発明による針なし注入

装置の特別な実施の形態の特定の例は、以下で説明される。その様な装置は、主に一回使用の使い捨て装置である。それらの一体式の動力源は、例えばばね又は貯蔵されたガスであっても良い。

【0035】(例1)図2と3は、本発明による装置の第1の実施の形態の構造及びオペレーションを示す。この第1の実施の形態は基本的に、液体ガス34により駆動される力発生機を具備する使い捨ての一回使用の装置である。

【0036】図2により示されるようにこの実施の形態において、容器34a収容された液体ガス34は、異径ピストン18aに作用する力を発生するように使用される。その様な力を発生するための手段は更に、ガス放出弁33及び弁33を開けるためのものである作動用のトリガ32を具備する。ばね47と同様にこれらの要素は、図1を参照して説明された種類のハウジング23上を滑るように適用されるハウジング45により、装置の別の要素と組み立てられて、運転可能に接続する。ばね47は、トリガ32による力発生機の作動を可能にするために達成されなければならない、装置により患者の皮膚に対して発揮される機械的な圧力のレベルを形成するように作用する。ガス放出弁33は、例えばガス容器34aの出口の破壊可能な閉鎖等であり、この場合では後者の閉鎖はトリガ32の作動により、破壊されるように適応される。

【0037】使用する前に、注入装置の異なる構成要素は、図2により示される位置にあり、ジェットノズル15の出口は、引き裂かれる閉止タブ22により閉じられており、トリガ32は滑動するハウジング45のキーホールスロットにより所定位置に固定される。この固定は、トリガ32の偶発的な解放を防止する。

【0038】注入を実施するための注入装置の準備は、次の手順を具備する。

- ・ 閉止タブ22を取り外しオリフィス20を開放する。
- ・ 患者の皮膚に装置のノーズ(はな)を圧着する事により、ハウジング45をハウジング23の一部分上で滑らせ、更にこれらのハウジングを図3で示されるそれらの位置に移動し、ハウジング23に対するハウジング45のこの動きによりばね47を圧縮し、トリガ32を、弁33を開くためにそれが押され得る場所に移動し、それによりガス34を放出し異径ピストン18aの端面21上に圧力をかける。

【0039】上記の準備手順の後で、トリガ32の作動により注入可能である。

【0040】弁33がトリガ32の作動により開けられるときに、容器34aに含まれるガスは、弁33を通り放出され、このガスは蒸発し、異径ピストン18aの端面21aに圧力を形成する。ピストン18aの動きは、圧力が十分高く、前もって決められた数値を越えるま

で、剪断停止31により抑制される。このことが発生する場合に、剪断停止31は切断されて、異径ピストン18aは静圧チャンバー16に向かって突然移動可能になってプランジャ18cを打撃し、それにより静圧チャンバー16に収容されるゲル17に圧力を作用する。残っているガスはベント孔35から逃げる。

【0041】異径ピストン18aは、ピストン18aの端部19aの面に対する端部21aの面の商に等しい係数(factor)により、その端部21aの面に作用するガス圧力の増幅を可能にする。端部21の面は端部19の面より大きいので、この係数は1より大きい。図2と3により示す実施の形態において、異径ピストン18aは約6倍の係数で圧力を増大する。異径ピストン18aの端部19aの面がプランジャ18cの同じ寸法の面を打撃するので、静圧ゲル17に作用する圧力は、後者の係数により増幅されたガス圧力に等しい。

【0042】図2と3で示される実施の形態において、変形可能な壁13へのゲル17により作用する圧力の初期的上昇は、プランジャ18cへのピストン18aの打撃により発生する打撃圧力によって特別に高い。この打撃圧力は、プランジャ18cとピストン18aの端部19aの初期の位置の間の、自由な移動距離であって、前もって決められた分離された空間18bの存在により上昇する。

【0043】上記の方法でゲル17に突然作用する高静圧が、発生する。圧力下のゲル17は、薬物処理ユニット11の変形可能な壁13に順次に圧力を作用する。従って突然のガス放出は、変形可能な壁13に作用する静圧のゲル圧力の急速な上昇を生じ、薬物処理ユニット11の第2の領域の挿入部14のジェットノズル15を通り、そこに収容される液体薬物12を噴出する。図3は、注入の最後における図2で示される実施の形態の形態を示す。

【0044】図6は、図2で示される実施の形態の変形の図解的な横断面図を示す。図6で示す変形においてピストン18mは2つの部品、第1の材料の第1の部品18eと第2の材料の第2の部品18d、を具備しており、第2の材料は第1の材料より高い比重を有している。第2の部品18dは、例えば金属の芯部分であり、第1の部品18eは例えばプラスチック材料からなる周囲部分である。より重い芯部18dを有するピストン18mを具備する目的は、ピストン18mがプランジャ18cを打撃し、それによりゲル17、従って薬物処理ユニット11の折りたたみ可能な壁13に適用される圧力パルスの上昇時間を短縮する力を増大するために、ピストン18mのトータル質量を増大することである。

【0045】(例2)図4と5は、本発明による装置の第2の実施の形態の構造及びオペレーションを示す。この第2の実施の形態は基本的に、ゴム製ばね装置により駆動される力発生機を具備する使い捨ての一回使用の装

置である。

【0046】図4により示されるようにこの実施の形態において、型成形されたゴムのキャップばね37は、プッシュロッド38に作用する力を発生するように使用される。プッシュロッド38が、ばね37の突然の解放により発生する力により動くときに、プッシュロッド38の第1の端部40は、その後静圧チャンバー16に収容されるゲル17に、対応する圧力を作用するピストン41を打撃する。プッシュロッド38及びピストン41はこの様に、図2と3を参照して上記で説明された実施の形態のピストン18と同様に機能する。

【0047】ばね37は、図4で示される伸張された(c o c k e d)位置に工場ですべて荷重がかけられる。この位置でばね37は、プッシュロッド38の第2の端部42に力を作用する。修正された実施の形態においてばね37は、工場では事前に荷重をかけられないので、使用者により図4で示される伸張された位置に設置される必要がある。

【0048】ゴム製ばね37を製造するための材料として選択されたゴムは、次の高強度、高い伸び及び経時的な荷重の低損失等の、特性を備えなければならない。好適な実施の形態において伸張されたばね37は、装置の貯蔵寿命に渡って安定した性能を確保するために、製造手順として、熱的なエージングが施される。

【0049】トリガ36により使用者は、前もって荷重がかけられたばね37の突然の弛緩を可能にする。この目的でトリガ36は、トリガ36の位置に依存する、プッシュロッド38の保持及び解放のために適用されるボールラッチ39を具備する。ボールラッチ39は、トリガ36が図4に示される第1の位置にある限り、プッシュロッド38の移動を妨げる。ボールラッチ39は、一旦トリガ36を図5で示す位置に移動することにより、それがトリガすると、それが不安定になるような形状で且つ寸法である。ボールラッチ39のこの特性は、それが該プッシュロッド38を突然に解放すること、それによりゴム製ばね37のゆるみにより発生する力により生じるプッシュロッド38の突然の変位を可能にすること、更にそれによりプッシュロッド38によるピストン41を介してゲル17に作用する圧力の速い上昇を生じると共に、薬物処理ユニット11の変形可能な壁13へのゲル17により作用される圧力の対応する速い上昇を生じることと適する。

【0050】図4に示すように、そこに示される実施の形態は、圧力チャンバハウジング23に機械的に接続する内側ハウジング49と、内側ハウジング49上を滑動するように適用される外側ハウジング46と、内側ハウジング49と外側ハウジング46の間に設置されたばね48とを更に具備しており、そのばね48は、患者の皮膚に装置により作用する機械的な圧力レベルを形成するように作用しており、その機械的圧力レベルは、トリガ

36を使用して力発生機を作動可能にするために達成されなければならない。

【0051】使用の前に、注入装置の種々の構成要素は、図4で示される位置を有しており、ジェットノズル15の出口は剪断される閉止タブ22により閉じられ、閉止タブ22を取り外しやすくする取り外し可能なキャップ44により防護される。取り外し可能なキャップ44はまた、内側ハウジング49に関して所定位置で外側ハウジング46を固定するために作用しており、それによりトリガ36の偶発的な解放を防止する。

【0052】注入を実施するための注入装置の準備は、次の手順を具備する。

- ・ キャップ44及び閉止タブ22を取り外しオリフィス20を開放する。
- ・ 患者の皮膚に装置のノーズ(はな)を圧着する事により、外側ハウジング46を内側ハウジング49の一部の上で滑らせ、更にこれらのハウジングを図5で示されるそれらの位置に移動する。ハウジング49に対するハウジング46のこの動きによりばね48を圧縮し、トリガ36を、ボールラッチ39を開放するためにそれが押され、それにより突然にプッシュロッド38を解放し得る場所に動かす。

【0053】上記の準備手順の後で、トリガ36の作動により注入可能である。

【0054】前記の準備手順の後、トリガ36が作動する時に、ボールラッチ39は突然にプッシュロッド38を解放し、それによりゴム製のばね37の突然のゆるみ(r e l a x a t i o n)を可能にする。このゆるみにより、プッシュロッド38は、変形可能な壁13に静圧ゲルの圧力を順次突然に作用して、薬物処理ユニット11の第2の領域の挿入部14のジェットノズル15を介してそこに含まれる液体薬物12を噴出するピストン41を打撃する。

【0055】図4と5に示される実施の形態において、変形可能な壁13へのゲル17により発揮される圧力の初期的上昇は、ピストン41へのプッシュロッド38の打撃により発生する打撃圧力によって特別に高い。この打撃圧力は、ピストン41とプッシュロッド38の端部40の初期の位置の間の、自由な移動距離で前もって決められた分離された空間40の存在により上昇する。

【0056】図5は、注入の最後における図4で示される実施の形態の形態を示す。

【0057】図7は、図4で示される第1の実施の形態の変形の図解的な横断面図を示す。図7で示す変形においてプッシュロッド38mは2つの部品、第1の材料の第1の部品38bと第2の材料の第2の部品38aを具備しており、第2の材料は第1の材料より高い比重を有している。第2の部品38aは例えば金属の芯部であり、第1の部品38bは例えばプラスチック材料からなる周囲部分である。より重い芯部38aを有するプッシ

プッシュロッド38mを具備する目的は、プッシュロッド38mがピストン41を打撃し、それによりゲル17、従って更に薬物処理ユニット11の折りたたみ可能な壁13、に適用される圧力パルスの上昇時間を短縮する力を増大するために、プッシュロッド38mの全体の質量を増大することである。

【0058】本発明の好適な実施の形態は、特定の用語を使用して記述されているが、その様な記述は図解の目的に限ったものであり、記載する請求項の精神及び範囲から逸脱することなく、変更及び変形が実施されても良いと理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明による針なし注入装置の基本的な構造の図解的な横断面図を示す。

【図2】図2は、力発生手段の作動前の、本発明による針なし注入装置の、第1の実施の形態の図解的な横断面図を示す。

【図3】図3は、力発生手段の作動後の、図2により示される実施の形態の図解的な横断面図を示す。

【図4】図4は、力発生手段の作動前の、本発明による針なし注入装置の、第2の実施の形態の図解的な横断面図を示す。

【図5】図5は、力発生手段の作動後の、図4により示される実施の形態の図解的な横断面図を示す。

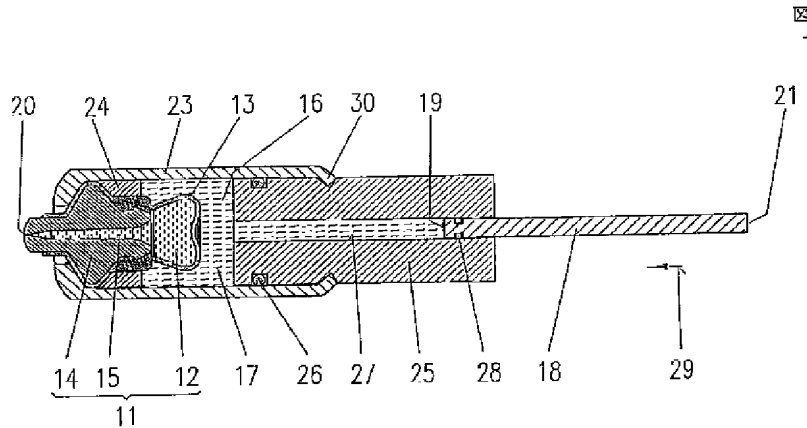
【図6】図6は、図2により示される第1の実施の形態の変形の図解的な横断面図を示す。

【図7】図7は、図4により示される第1の実施の形態の変形の図解的な横断面図を示す。

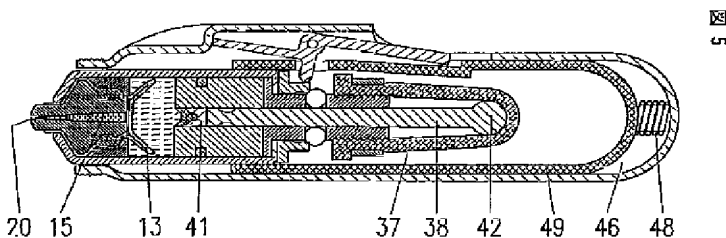
【符号の説明】

- 11…薬物処理ユニット
- 12…液体薬物
- 13…壁
- 14…挿入部
- 15…ジェットノズル
- 16…静圧チャンバー
- 17…伝達媒体（ゲル）
- 18…第1のピストン
- 19…第1のピストンの第1の端部
- 20…出口（オリフィス）
- 21…第1のピストンの第2の端部
- 23…圧力チャンバーのハウジング
- 24…ゴム要素（シール）
- 25…隔壁
- 26…隔壁シール
- 27…孔
- 28…ピストンシール要素
- 30…クリンプ

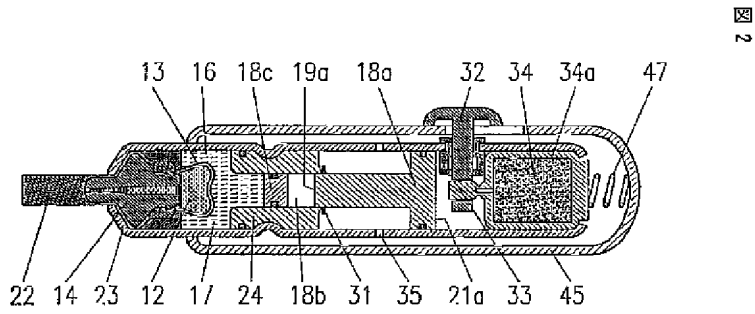
【図1】



【図5】

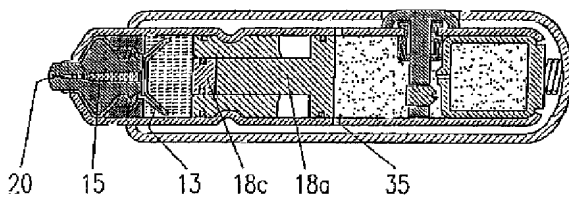


【图2】



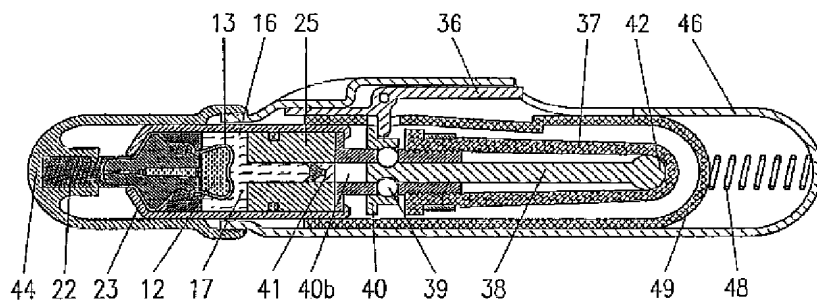
【图3】

图 3



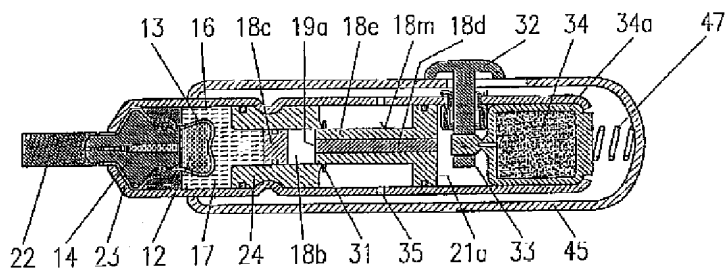
【图4】

图 4

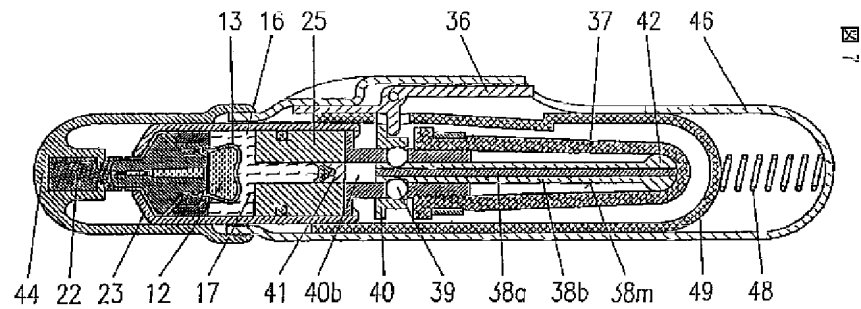


【图6】

图 6



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 ハンスペーター ハール
ドイツ連邦共和国, デー-69168 ビース
ロク, バルトシュトラッセ 2

(72)発明者 ハンス リスト
ドイツ連邦共和国, デー-64754 ヘッセ
ネック, ジークフリートシュトラッセ 27

(72)発明者 ジョージ ビバン カービー ミーチャム
アメリカ合衆国, オハイオ 44122, シェ
ーカー ハイツ, パークランド ドライブ
18960